

PCT/KR 03/02825

RO/KR 24.12.2003



별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

This is to certify that the following application annexed hereto
is a true copy from the records of the Korean Intellectual
Property Office.

출원 번호 : 10-2003-0001622
Application Number

출원 년 월 일 : 2003년 01월 10일
Date of Application JAN 10, 2003

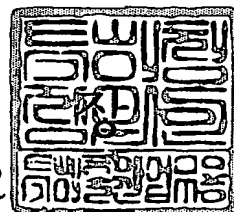
출원인 : 학교법인 고황재단 외 3명
Applicant(s) KOOHWANG FOUNDATION, et al.



2003 년 12 월 24 일

특 허 청

COMMISSIONER



**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

【서지사항】

【서류명】	출원인 변경 신고서
【수신처】	특허청장
【제출일자】	2003.12.08
【구명의인(양도인)】	
【성명】	우응제
【출원인코드】	4-2000-050251-1
【사건과의 관계】	출원인
【구명의인(양도인)】	
【성명】	권오인
【출원인코드】	4-2000-050247-1
【사건과의 관계】	출원인
【구명의인(양도인)】	
【성명】	서진근
【출원인코드】	4-2000-050249-4
【사건과의 관계】	출원인
【신명의인(양수인)】	
【명칭】	학교법인 고헌재단
【출원인코드】	2-1999-901357-1
【대리인】	
【성명】	심창섭
【대리인코드】	9-1998-000279-9
【포괄위임등록번호】	2000-062042-1
【포괄위임등록번호】	2000-062029-6
【포괄위임등록번호】	2000-062039-4
【포괄위임등록번호】	2003-080342-5
【대리인】	
【성명】	김용인
【대리인코드】	9-1998-000022-1
【포괄위임등록번호】	2000-062043-9
【포괄위임등록번호】	2000-062033-1
【포괄위임등록번호】	2000-062041-4
【포괄위임등록번호】	2003-080343-2

【사건의 표시】

【출원번호】 10-2003-0001622

【출원일자】 2003.01.10

【심사청구일자】 2003.01.10

【발명의 명칭】 도전을 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법 및 그를 위한 시스템

【사건의 표시】

【출원번호】 10-2003-0041569

【출원일자】 2003.06.25

【심사청구일자】 2003.06.25

【발명의 명칭】 도전을 및 전류밀도를 영상화하는 시스템 및 방법

【변경원인】 일부양도

【취지】 특허법 제38조제4항·실용신안법 제20조·의장법 제24조 및 상표법 제12조 제1항의 규정에 의하여 위와 같이 신고합니다. 대리인

심창섭 (인) 대리인

김용인 (인)

【수수료】 26,000 원

【첨부서류】 1. 양도증_1통 2. 인감증명서_3통

【서지사항】

【서류명】	특허출원서
【권리구분】	특허
【수신처】	특허청장
【참조번호】	0001
【제출일자】	2003.01.10
【국제특허분류】	G01R 33/48
【발명의 명칭】	도전을 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법 및 그를 위한 시스템
【발명의 영문명칭】	method for three-dimensional visualization of conductivity and current density, and system for the same
【출원인】	
【성명】	우응제
【출원인코드】	4-2000-050251-1
【출원인】	
【성명】	권오인
【출원인코드】	4-2000-050247-1
【출원인】	
【성명】	서진근
【출원인코드】	4-2000-050249-4
【대리인】	
【성명】	심창섭
【대리인코드】	9-1998-000279-9
【포괄위임등록번호】	2000-062042-1
【포괄위임등록번호】	2000-062029-6
【포괄위임등록번호】	2000-062039-4
【대리인】	
【성명】	김용인
【대리인코드】	9-1998-000022-1
【포괄위임등록번호】	2000-062043-9
【포괄위임등록번호】	2000-062033-1
【포괄위임등록번호】	2000-062041-4
【발명자】	
【성명】	우응제
【출원인코드】	4-2000-050251-1

【발명자】

【성명】 권오인

【출원인코드】 4-2000-050247-1

【발명자】

【성명】 서진근

【출원인코드】 4-2000-050249-4

【심사청구】 청구

【취지】 특허법 제42조의 규정에 의한 출원, 특허법 제60조의 규정에 의한 출원심사를 청구합니다. 대리인
 심창섭 (인) 대리인
 김용인 (인)

【수수료】

【기본출원료】 20 면 29,000 원

【가산출원료】 11 면 11,000 원

【우선권주장료】 0 건 0 원

【심사청구료】 19 항 717,000 원

【합계】 757,000 원

【감면사유】 개인 (70%감면)

【감면후 수수료】 227,100 원

【첨부서류】 1. 요약서·명세서(도면)_1통

【요약서】

【요약】

본 발명은 측정대상(특히 인체나 물체)을 회전시키지 않고도 그 대상 내의 도전율(또는 저항율)과 전류밀도를 3차원으로 영상화해주는 방법 및 그를 위한 시스템에 관한 것으로, 그 시스템은 측정대상에 적어도 두 방향으로 전류(g_1 , g_2)를 각각 주입시키는 전류주입수단과, 상기 주입된 서로 다른 방향의 전류에 따른 자속밀도의 한 방향 성분 값들(B_z^1 , B_z^2)을 각각 측정하여 출력시키는 MRI 장치와, 상기 전류주입수단에 의해 주입된 적어도 두 방향 전류(g_1 , g_2)와 상기 MRI 장치로부터 출력된 자속밀도 값들(B_z^1 , B_z^2)로부터 상기 측정대상 내부의 도전율(σ) 및 전류밀도(J)를 영상으로 각각 표출시키는 영상화수단으로 구성되며, 상기의 3차원 영상화 시스템에 의해 실현되는 3차원 영상화 방법을 통해 측정대상(인체 또는 물체)을 회전시키지 않고도 측정대상 내부의 도전율 영상 및 전류밀도 영상을 고화질로 얻을 수 있는 발명이다.

【대표도】

도 1

【색인어】

도전율 영상, 전류밀도 영상, MRI, MREIT

【명세서】**【발명의 명칭】**

도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법 및 그를 위한 시스템{method for three-dimensional visualization of conductivity and current density, and system for the same}

【도면의 간단한 설명】

도 1은 본 발명에 따른 3차원 영상화 시스템의 구성을 나타낸 도면.

도 2는 두 방향의 전류(g_1 , g_2)가 주입되는 형태를 예시한 도면.

도 3은 본 발명에 따른 3차원 영상화 시스템에서 전류주입수단에 구비되는 접촉수단을 나타낸 도면.

< 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명 >

100 : 전류주입수단

200 : MRI 장치

300 : 영상화수단

【발명의 상세한 설명】**【발명의 목적】****【발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술】**

<7> 본 발명은 측정대상(특히 인체나 물체)을 회전시키지 않고도 그 대상 내의 도전율(또는 저항율)과 전류밀도를 3차원으로 영상화해주는 방법 및 그를 위한 시스템에 관한 것이다.

<8> 일반적으로 인체 또는 물체의 내부 구조를 영상화하는데는 X-선, MRI, 초음파 등이 사용되고 있다. 그러나 이들 방법들은 인체 또는 물체의 전기적 특성을 영상화하지는 못한다.

- <9> 이러한 문제를 해결하기 위한 노력으로, 1989년에는 MRI 기술을 활용하여 측정대상 내부의 전류밀도를 영상화하는 기술이 캐나다 토론토대학의 연구팀에 의해 최초로 제안되었고, 그 이후에도 관련된 연구가 활발히 진행되어 왔다. 이것이 CDI(Current Density Imaging) 기술이다.
- <10> 기존의 CDI 기술은 주입된 전류 I로부터 유도된 자속밀도 B를 MRI 기술을 이용하여 측정하고, 암페어법칙인 " $J = \frac{1}{\mu_0} \nabla \times B$ "로 전류밀도 J를 계산하여 내부 전류밀도를 영상화하는 기술이다.
- <11> 그러나 이 CDI 기술은 " (B_x, B_y, B_z) "와 같이 3가지 성분을 갖는 자속밀도 B를 모두 얻기 위해서는 측정대상을 MRI 장비 내에서 회전시켜야 한다는 단점을 가진다. 이는 MRI 장비 내에 측정대상이 위치하고 있을 때, MRI 장비의 특성상 주자장(main magnetic field)의 방향과 일치되는 방향인 z-방향 성분의 자속밀도 즉 B_z 만이 측정 가능하기 때문이다.
- <12> 즉 MRI 장비가 한 번에 측정 가능한 성분은 B_z 성분 하나이기 때문에, 기존의 CDI 기술은 세 방향성분의 자속밀도 벡터 값을 모두 획득하기 위하여 MRI 장비 내에서 측정대상(인체 또는 물체)을 회전시켜야 한다는 심각한 문제점을 가지고 있다.
- <13> 또한 인체 또는 물체의 전기적 특성을 영상화하기 위한 기존 기술로는, 1970년대 말부터 활발히 연구되어온 전기임피던스단층촬영(EIT : Electrical Impedance Tomography) 기술이 있다. 이 EIT 기술은 측정대상의 전기적 특성을 나타내는 저항률 (또는 도전율) 영상을 제공한다.
- <14> 그 EIT 기술은 주로 인체를 측정대상으로 하여, 그 인체의 표면에 여러 개의 전극을 부착하여 인체 내부의 저장율을 영상화한다. 즉 인체의 표면에 부착된 여러 전극들을 통해 전류

를 인가한 후에 다시 표면에 부착된 전극을 통해 전압을 측정하여 인체 내부의 저항률을 영상화하는 기술이다.

<15> 이렇게 인체 내부를 저항률에 따라 영상화할 수 있는 것은 혈액, 뼈, 허파, 심장, 뼈 등의 인체 내부의 생체조직들이 서로 다른 전기적 특성을 가지기 때문이다.

<16> 그러나 EIT 기술이 가지고 있는 근본적인 결점 때문에, EIT 기술에 의해 복원된 영상은 부정확하고 저해상도만을 지원하였다. 즉 EIT 기술에 의해 측정된 전류-전압 데이터는 인체 내부의 저항률 변화에 지극히 둔감하다는 근본적인 결점을 갖는다. 따라서 EIT 기술은 임상적인 이용이 어려운 실정이다.

<17> EIT 기술에서 기존의 CDI 기술을 적용한다 하더라도, 측정대상(인체 또는 물체)을 회전시켜야 하기 때문에 그 기술적 문제점을 해결할 수 없다.

【발명이 이루고자 하는 기술적 과제】

<18> 따라서, 본 발명의 목적은 상기한 기존의 기술들의 단점을 보완하기 위해 안출한 것으로써, 측정대상을 회전시키지 않고도 측정대상의 전기적 특성들(전류밀도 및 전기 저항률)을 보다 정확한 고해상도로 영상화해 주는데 적당한 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법 및 그를 위한 시스템을 제공하는데 있다.

<19> 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 3차원 영상화 시스템이, 측정대상에 적어도 두 방향으로 전류(g_1 , g_2)를 각각 주입시키는 전류주입수단과, 상기 주입된 서로 다른 방향의 전류에 따른 자속밀도의 한 방향 성분 값들(B_z^1 , B_z^2)을 각각 측정하여 출력시키는 MRI 장치와, 상기 전류주입수단에 의해 주입된 적어도 두 방향 전류(g_1 , g_2)와 상기 MRI 장치로부터 출력된

자속밀도 값들(B_z^1, B_z^2)로부터 상기 측정대상 내부의 도전율(σ) 및 전류밀도(J)를 영상으로 각각 표출시키는 영상화수단으로 구성되는 것이 특징이다.

<20> 보다 바람직하게 상기 영상화수단은, g가 주입 전류이고 B_z 가 자속밀도의 z-성분이고 u가 전압이고 σ 가 도전율이고,

<21>

$$F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2](x, y, z) = \int_{x_0}^x \left(\frac{\frac{\partial u^2}{\partial x} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial x} \nabla^2 B_z^2}{\mu_0 \left(\frac{\partial u^1}{\partial y} \frac{\partial u^2}{\partial x} - \frac{\partial u^1}{\partial x} \frac{\partial u^2}{\partial y} \right)} \right) (t, y_0, z) dt$$

$$+ \int_{y_0}^y \left(\frac{\frac{\partial u^2}{\partial y} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial y} \nabla^2 B_z^2}{\mu_0 \left(\frac{\partial u^1}{\partial y} \frac{\partial u^2}{\partial x} - \frac{\partial u^1}{\partial x} \frac{\partial u^2}{\partial y} \right)} \right) (x, t, z) dt.$$

일 때,

<22>

$$\begin{aligned} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^1) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^2) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -g_1 \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -g_2 \\ \int_{\partial\Omega} u^1 &= 0 \quad \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{aligned}$$

<23> 인 수학적 모델을 사용하는 영상화 알고리즘 블록을 구비하는 것이 특징이다.

<24> 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 3차원 영상화 방법이, 측정대상에 대한 임의의 초기 도전율(σ_0)을 설정한 후에 적어도 두 방향의 전류(g_1, g_2)를 상기 측정대상으로 주입시키는 제1단계와, 상기 주입된 두 방향의 전류(g_1, g_2)에 대한 각 자속밀도의 한 방향 성분 값들(B_z^1, B_z^2)을 각각 측정하는 제2단계와, 상기 측정된 각 자속밀도의 한 방향 성분 값들(B_z^1, B_z^2)로부터 도전율 및 전류밀도를 각각 계산하는 제3단계와, 상기 계산된 도전율에 따른 영상 및 상기 계산된 전류밀도에 따른 영상을 각각 표출시키는 제4단계로 이루어지는 것이 특징이다.

【발명의 구성 및 작용】

- 25> 이하에서는 본 발명에 따른 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법 및 그를 위한 시스템에 대한 바람직한 실시 예들을 첨부된 도면을 참조하여 설명한다.
- 26> 도 1은 본 발명에 따른 3차원 영상화 시스템의 구성을 나타낸 도면이다.
- 27> 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 영상화 시스템은 도전율 및 전류밀도를 영상화시켜주는 MREIT (Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography) 시스템으로써, 측정대상에서 서로 다른 방향의 전류를 주입시키는 전류주입수단(100)과, 주입된 서로 다른 방향의 전류에 따른 각각의 자속밀도를 측정하여 출력시키는 MRI 장치(200)와, 상기한 서로 다른 방향의 주입 전류들과 그 주입 전류에 따른 각 자속밀도로부터 측정대상 내부의 도전율과 전류밀도를 계산하여 그에 따른 도전율 영상과 전류밀도 영상을 각각 표출시키는 영상화수단(300)으로 구성된다.
- 28> 전류주입수단(100)은 측정대상에 적어도 두 방향의 전류(g_1 , g_2)를 각각 주입시킨다. 도 2는 두 방향의 전류(g_1 , g_2)가 주입되는 형태를 예시한 도면이다.
- 29> 도 2에 예시된 것과 같이 전류는 측정대상에 부착되는 전극 쌍의 배치에 따라 그 측정대상 내부에 서로 다른 방향으로 주입된다. 이하부터는 주입되는 방향이 서로 다른 전류를 서로 다른 종류의 전류라고 기술한다.
- 30> 도 2에서 서로 마주보는 한 쌍의 전극들이 한 종류의 전류를 주입시키기 위한 것이며, 본 발명에서는 전류주입수단(100)에 적어도 두 개 이상의 전극 쌍들이 구비된다. 그리고 각 전극까지 전류가 흘러가는 라인들이 구비된다. 특히 라인들은 MRI 장치(200)의 주자장(main

magnetic field)과 동일한 방향으로 설치된다. 이는 전류가 흐를 때 라인에서 발생하는 자속밀도의 영향을 최소화하기 위한 것이다.

- <31> 각 전극은 통상적으로 원통이나 육면체 형상으로 구현된다. 그러나 측정대상에 부착이 용이하도록 그 형상을 변형할 수도 있다. 본 발명에서는 전극들이 측정대상에 잘 부착되도록 도 3에 도시된 것과 같이 전극들이 절연용기를 이용하여 제작된다.
- <32> 절연용기의 일측면에는 구리와 같은 비자성체인 도체나 도전율이 매우 큰 재료가 사용된 전극이 부착된다. 그 절연용기의 내부측에는 전해질 젤이나 전해질 용액으로 포화된 스폰지가 삽입되어, 전극들로부터 거의 균일한 전류가 절연용기 내에 흐르도록 한다. 전극이 부착된 반대측은 개방되며 측정대상(인체 또는 물체)의 표면에 직접 부착된다. 결국 전극이 측정대상의 표면으로부터 일정 간격만큼 떨어진 상태에서 전류가 주입된다. 이렇게 전극을 측정대상의 표면으로부터 떨어지게 함으로써, 전극 근처에서 발생하는 MRI 영상의 왜곡이 측정대상 내부가 아닌 절연용기 내부에 발생되고, 결국 측정대상의 내부에서는 보다 정확한 자속밀도의 측정이 가능하다.
- <33> 이하에서는 두 개의 전극 쌍을 통해 두 종류의 전류들(g_1, g_2)이 측정대상에 주입되는 경우에 대해서만 설명한다. 물론 두 쌍 이상의 전류들이 주입되는 경우도 이하의 설명들을 통해 용이하게 유추해 낼 수 있다.
- <34> MRI 장치(200)는 두 종류의 전류들(g_1, g_2)이 주입됨에 따라 각 전류에 대한 자속밀도들(B_z^1, B_z^2)을 각각 측정하여 출력시킨다. 즉 주입된 전류로 인해 생성된 측정대상 내부의 전류밀도에 의해 자속밀도가 유도되며, MRI 장치(200)는 두 종류의 전류에 의한 각 전류밀도에 의해 유도된 자속밀도들의 한 방향 성분 값들(

B_z^1, B_z^2 을 각각 측정한다. 여기서 MRI 장치(200)에 의해 측정되는 자속밀도들의 한 방향 성분 값들(B_z^1, B_z^2)은 그 MRI 장치(200)의 주자장(main magnetic field)의 방향과 동일한 성분 값들이다.

<35> 영상화수단(300)은 상기의 MRI 장치(200)에 의해 측정된 자속밀도들의 한 방향 성분 값들만을 사용하여 측정대상 내부의 도전율과 전류밀도를 계산한다. 그리고 그 도전율 영상과 전류밀도 영상을 각각 표출시킨다.

<36> 본 발명에서는 영상화수단(300)이 MRI 장치(200)에 의해 측정된 자속밀도들의 한 방향 성분 값들만을 사용한다는 점이 중요하다.

<37> 보다 상세하게, 영상화수단(300)은 전류주입수단(100)에 의해 주입된 두 종류 전류(g_1, g_2)와 상기 MRI 장치에 의해 측정된 자속밀도 값들(B_z^1, B_z^2)을 이하에서 설명될 영상화 알고리즘에 적용시켜 측정대상 내부의 도전율(σ) 및 전류밀도(J)를 영상으로 각각 표출시킨다. 이를 위해 도전율을 계산하는 도전율 영상화 알고리즘 블록(310)이 영상화수단(300)에 구비되며, 도전율 영상화 알고리즘 블록(310)에서 계산된 도전율로부터 전류밀도(J^1, J^2)를 계산하는 전류밀도 영상화 알고리즘 블록(320)이 영상화수단(300)에 또한 구비된다. 그리고 상기한 두 블록(310, 320)의 출력들(도전율과 전류밀도)로부터 영상을 표출시키는 디스플레이수단(330)이 영상화수단(300)에 구비된다.

<38> 측정대상 내부의 도전율(σ) 및 전류밀도(J)를 영상으로 각각 표출하기까지의 과정을 이하에서 보다 상세히 설명한다.

<39> 먼저 측정대상(인체 또는 물체)의 표면에 전술된 두 쌍의 전극들이 부착된다.

<40> 그리고 나서 그 부착된 전극들을 통해 두 종류의 전류 g_1 과 g_2 가 측정대상으로 주입된다.

<41> 그러면 주입된 전류로 인해 생성된 측정대상 내부의 전류밀도가 자속밀도를 유도하고, 그 유도된 자속밀도의 z -방향 성분이 MRI 장치(200)에 의해 측정된다.

<42> 이제 MRI 장치(200)에 의해 측정된 자속밀도의 z -방향 성분 값들과 측정대상으로 주입된 두 종류의 전류를 알고 있다.

<43> 영상화수단(300)은 두 종류의 주입 전류와 그 두 종류의 주입 전류에 의한 각 자속밀도의 z -방향 성분만으로 도전을 영상을 복원하며, 계산된 도전을 사용하여 전류밀도 영상을 복원한다. 이 때 각 영상화 알고리즘들이 사용된다.

<44> 본 발명은 이하에서 설명될 영상화 알고리즘을 이용하여 도전을 영상 및 전류밀도 영상을 복원한다.

<45> 도전을 영상 및 전류밀도 영상을 복원하는 알고리즘을 설명하기 위하여 먼저 다음의 기호들을 설정한다.

<46> Ω : 전류밀도 및 도전을 영상화하려는 측정대상(인체 또는 물체)

<47> $\partial\Omega$: 측정대상의 표면

<48> g_1, g_2 : 각각 한 쌍의 표면전극을 통해 주입된 두 종류 전류

<49> σ : 측정대상 내부의 도전율 분포 (저항률은 $\frac{1}{\sigma}$)

<50> J^1, J^2 : 각각 주입 전류 g_1, g_2 에 의해 생성된 내부 전류밀도

<51> B^1, B^2 : 각각 주입 전류 g_1, g_2 에 의해 유도된 자속밀도

- 52> u_1, u_2 : 각각 주입 전류 g_1, g_2 에 대한 인체 내부에서의 전압 분포
- 53> 다음은 도전을 영상 및 전류밀도 영상을 복원하는 알고리즘에 사용되는 수학적 모델의 유도 과정을 설명한다.
- 54> 전류밀도 $J^j = (J_x^j, J_y^j, J_z^j)$ 와 자속밀도 $B^j = (B_x^j, B_y^j, B_z^j)$ 간의 관계는 암페어법칙 $J^j = \frac{1}{\mu_0} \nabla \times B^j$ 로부터 다음의 수학적 1과 수학적 2와 같이 얻는다. 여기서 $j=1$ 또는 2라고 가정한다.
- 55> 【수학적 1】 $-\partial_x J_y^j + \partial_y J_x^j = \frac{1}{\mu_0} (\partial_x^2 + \partial_y^2 + \partial_z^2) B_z^j$ (측정대상 내부 Ω 에서)
- 56> 【수학적 2】 $J^j \cdot \nu = -\sigma \nabla u_j \cdot \nu = g_j$ (측정대상 표면 $\partial\Omega$ 에서)
- 57> 상기한 수학적 2에서 n 은 측정대상 표면 $\partial\Omega$ 에서의 법선 벡터이다.
- 58> 그리고 상기한 전류밀도와 전압과의 관계는 다음의 수학적 3으로 표현된다.
- 59> 【수학적 3】 $J^j = -\sigma \nabla u_j$
- 60> 만약 측정대상 내부의 도전율이 계산되고, 그 계산된 도전율에 대한 두 종류의 전압(두 종류 전류에 대응되는 전압)이 계산되면, 상기한 수학적 3을 사용하여 두 종류의 전류 주입에 따른 전류밀도들(J^1, J^2)이 계산된다.
- 61> 상기 수학적 3을 수학적 1의 좌항에 대입하여 계산하면, 그 좌항은 다음의 수학적 4가 된다.

<62> 【수학식 4】 $-\partial_x j_y^j + \partial_y j_x^j = \partial_x \sigma \partial_y u_j - \partial_y \sigma \partial_x u_j = \frac{1}{\mu_0} \Delta B_z^j$ (측정대상 내부 요에서)

<63> 상기한 수학식 4의 j=1인 경우와 j=2인 경우를 결합하여 표현하면 다음의 수학식 5가 된다.

<64> 【수학식 5】
$$\begin{pmatrix} \partial_y u_1 & -\partial_x u_1 \\ \partial_y u_2 & -\partial_x u_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \partial_x \sigma \\ \partial_y \sigma \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta B_z^1 \\ \Delta B_z^2 \end{pmatrix}$$
 (측정대상 내부 요에서)

<65> 상기한 수학식 5에서 기호 ΔB_z^j 로써 $(\partial_x^2 + \partial_y^2 + \partial_z^2) B_z^j$ 를 대입한 후에 그 수학식 5에서 역행렬을 취하여 계산하면 다음의 수학식 6이 된다.

<66> 【수학식 6】
$$\begin{cases} \partial_x \sigma = \frac{\partial_y u^2 \Delta B_z^1 - \partial_y u^1 \Delta B_z^2}{\mu_0 (\partial_y u^1 \partial_x u^2 - \partial_x u^1 \partial_y u^2)} \\ \partial_y \sigma = \frac{\partial_x u^2 \Delta B_z^1 - \partial_x u^1 \Delta B_z^2}{\mu_0 (\partial_y u^1 \partial_x u^2 - \partial_x u^1 \partial_y u^2)} \end{cases}$$

<67> 상기의 수학식 6을 유도하기 위해서는 전술된 바와 같이 수학식 5에서 역행렬이 존재해야 된다. 이를 위해 두 종류의 전류 g_1 과 g_2 를 주입할 때 수학식 7이 만족되도록 두 쌍의 표면 전극을 잘 부착한다.

<68> 【수학식 7】
$$\begin{vmatrix} -J_y^1 & J_x^1 \\ -J_y^2 & J_x^2 \end{vmatrix} \neq 0$$
 (측정대상 내부 요에서)

<69>

결국 상기한 수학식 6을 풀고, 전류밀도가 $\partial_x^2 J_x^j + \partial_y^2 J_y^j + \partial_z^2 J_z^j = 0$ 을 만족하도록 하면, 도전율 영상 및 전류밀도 영상을 복원하는 알고리즘에 사용되는 수학적 모델이 다음의 수학식 8과 같이 유도된다.

<70> 【수학식 8】

$$\begin{aligned} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^1) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^2) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -g_1 \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -g_2 \\ \int_{\partial\Omega} u^1 &= 0 \quad \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{aligned}$$

<71>

여기서, g 는 주입 전류, B_z 는 자속밀도의 z -성분, u 는 전압, σ 는 도전율을 나타내며,

<72>

$$\begin{aligned} F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2](x, y, z) &= \int_{x_0}^x \left(\frac{\partial u^2}{\partial x} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial x} \nabla^2 B_z^2 \right) (t, y_0, z) dt \\ &\quad + \int_{y_0}^y \left(\frac{\partial u^2}{\partial y} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial y} \nabla^2 B_z^2 \right) (x, t, z) dt. \end{aligned}$$

이다.

<73>

다음은 상기한 3차원 영상화 시스템에 의한 3차원 영상 복원 절차를 설명한다. 본 발명에서는 영상을 복원하는데 있어서 자속밀도의 한 방향 성분을 이용하며, 또한 전류 주입을 위한 전극 쌍의 양단에 유기된 전압을 이용한다.

<74>

첫 째, 임의의 초기 도전율 σ_0 를 설정하고, 서로 다른 두 종류의 전류들(g_1, g_2)을 주입한다.

<75>

그러면, 설정된 초기 도전율에 대해 전류 g_1 이 주입된 전극 쌍의 양단에 유기되는 초기 전압 u^1_0 과 전류 g_2 가 주입된 전극 쌍의 양단에 유기되는 초기 전압 u^2_0 가 다음의 수학식 9를

통해 계산된다. 즉 수학식 9와 같이 초기 전압 u_0^1 와 u_0^2 는 편미분 방정식의 수치해법(FEM 또는 FDM)을 사용하여 계산된다.

<76>

$$\left\{ \begin{array}{l} \nabla \cdot (\sigma^0(x, y, z) \nabla u_0^1) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma_0(x, y, z) \nabla u_0^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u_0^1 = 0 \end{array} \right.$$

【수학식 9】

$$\left\{ \begin{array}{l} \nabla \cdot (\sigma^0(x, y, z) \nabla u_0^2) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma_0(x, y, z) \nabla u_0^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u_0^2 = 0 \end{array} \right.$$

<77>

상기한 수학식 9에 의해 계산된 초기 전압들(u_0^1 와 u_0^2)을 전술된 수학식 8에 적용시켜, 다음의 수학식 10을 만족하는 전압들(u_1^1 와 u_1^2)을 계산한다. 이 때 각 주입 전류에 의한 자속 밀도의 한 방향 성분들(B_z^1, B_z^2)은 MRI 장치(200)에 의해 이미 측정된 상태이다.

<78>

$$\begin{aligned} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_0^1, u_0^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_1^1) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_0^1, u_0^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_1^2) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_0^1, u_0^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_1^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -f_1 \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_0^1, u_0^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_1^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -f_2 \\ \int_{\partial\Omega} u_1^1 &= 0 \quad \int_{\partial\Omega} u_1^2 = 0 \end{aligned}$$

【수학식 10】

<79>

다시 상기 계산된 전압들(u_1^1 와 u_1^2)을 전술된 수학식 8에 적용시켜, 다음의 수학식 11을 만족하는 전압들(u_2^1 와 u_2^2)을 계산한다.

<80>

$$\begin{aligned}
&\nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_1^1, u_1^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_2^1) = 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\
&\nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_1^1, u_1^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_2^2) = 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\
&(\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_1^1, u_1^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_2^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \\
&(\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_1^1, u_1^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_2^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \\
&\int_{\partial\Omega} u_1^1 = 0 \quad \int_{\partial\Omega} u_1^2 = 0
\end{aligned}$$

【수학식 11】

<81> 상기와 같이 수학식 8을 사용하여 다음의 수학식 12를 만족할 때까지 소정 회수만큼의 계산을 반복한다.

<82>

【수학식 12】 $[u_m^1, u_m^2] \simeq [u_{m+1}^1, u_{m+1}^2]$

<83>

여기서, m은 0 이상의 정수이다.

<84>

다음에는 상기한 수학식 12가 만족될 때, 전압 u_m^1 과 u_m^2 를 다음의 수학식 13에 대입시켜 도전율을 계산한다.

<85>

【수학식 13】 $\sigma = \lim_{m \rightarrow \infty} \sigma^m = \lim_{m \rightarrow \infty} (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_z^1, B_z^2])$

<86>

그러면 상기한 수학식 13에 의한 도전율 영상이 복원된다. 그런데 상기한 수학식 13에서는 m 값의 한계가 무한대(∞)로 하고 있으나, 실제로는 적절한 값으로 정하여 계산된다. 또는 도전율 계산은 도전율의 변화($\sigma^{m+1} - \sigma^m$, $m=1, 2, 3, \dots$)가 미리 정해진 수준 이하가 될 때까지 수행된다. 예로써, " $\sigma = \lim_{m \rightarrow \infty} \sigma^m$ "와 같이 도전율이 계산된다.

<87>

상기와 같이 도전율 영상이 복원됨에 따라, 상기 계산된 도전율에 대응되는 전압을 다음의 수학식 14를 통해 계산한다. 이때는 이미 측정대상에 대한 도전율을 알고있는 상태이다.

<88>

$$\left(\begin{array}{l} \nabla \cdot \sigma(\nabla u^1) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma \nabla u^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^1 = 0 \end{array} \right)$$

【수학식 14】

$$\left(\begin{array}{l} \nabla \cdot \sigma(\nabla u^2) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma \nabla u^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{array} \right)$$

<89>

그 계산된 전압을 다음의 수학식 15에 적용시키면 전류밀도 영상이 복원된다.

<90>

$$J^1 \leftarrow -\sigma \nabla u^1$$

【수학식 15】

$$J^2 \leftarrow -\sigma \nabla u^2$$

<91>

상기한 과정들은 다음의 수학식 16과 같은 일반화된 수학식을 사용하여 다시 설명할 수 있다.

<92>

$$\left(\begin{array}{l} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_x^1, B_x^2]) \nabla u_{m+1}^1) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_x^1, B_x^2]) \nabla u_{m+1}^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^1 = 0 \end{array} \right)$$

【수학식 16】

$$\left(\begin{array}{l} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_x^1, B_x^2]) \nabla u_{m+1}^2) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_x^1, B_x^2]) \nabla u_{m+1}^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{array} \right)$$

<93>

보다 상세하게는, 정해진 m 값에 해당되는 전압 u_m^1 과 u_m^2 이 계산되면, 상기한 수학식 16의 미분방정식을 풀어 전압 u_{m+1}^1 와 u_{m+1}^2 을 계산한다.

<94> 계산된 전압 값들이 수학식 12를 만족하면, 그 때의 전압 u_m^1 과 u_m^2 를 상기한 수학식 13에 대입시켜 도전율이 계산된다. 결국 계산된 도전율에 따른 영상이 복원된다.

<95> 다음에 계산된 도전율에 대응되는 전압을 상기한 수학식 14를 통해 계산하고, 그 계산된 전압을 수학식 15에 대입시켜 전류밀도가 계산된다. 결국 계산된 전류밀도에 따른 영상이 복원된다.

【발명의 효과】

<96> 이상에서 설명된 본 발명에 따른 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법 및 그를 위한 시스템을 사용함으로써, 측정대상(인체 또는 물체)을 회전시키지 않고도 측정대상 내부의 도전율 영상 및 전류밀도 영상을 동시에 얻을 수 있다. 그에 따라 기존의 MRI 장비를 사용하여 측정대상(특히 인체)의 내부를 측정할 때 세 방향 성분의 자속밀도 벡터 값을 모두 획득하기 위하여 그 MRI 장비 내에서 측정대상(특히 인체)을 회전시켜야만 하는 치명적인 결점이 제거된다는 효과가 있다.

<97> 또한 전류주입수단을 기존의 MRI 장비와 함께 사용하여 기존의 MRI 장비만으로 얻을 수 없었던 인체 내부의 전류밀도 및 도전율 정보를 보다 정확한 고화질로 얻을 수 있다.

<98> 또한 기존의 의료장비에 의해 얻을 수 없었던 3차원의 도전율 영상 및 전류밀도 영상을 본 발명을 통해 제공한다. 더욱이 생리작용에 따라 생체조직의 저항률이 변하는 장기를 대상으로 한 기능영상(Functional imaging)을 제공해주는 기술 영역까지 확장될 수 있으므로, 새로운 진단기술을 발전시킬 수 있다. 예를 들면, 호흡에 따른 폐의 용적 측정(폐에 공기가 흡입됐을 때와 배출됐을 때의 각 폐 내부의 저항률이 달라짐을 이용한 측정)이나 심장의 심박출량 측정,

위장기능의 측정, 방광 잔료량 측정, 골절 치유상태의 측정, 또는 뇌 기능 측정 등의 장기 기능에 관련된 영상을 제공해주는 기술 영역까지 확장될 수 있다.

<99> 또한 인체조직의 전기적인 특성을 정량적으로 알 수 있으므로, 각종 전자기 신경/근육 자극기(electric/magnetic stimulator), 세동제거기(defibrillator), 심박 조율기(cardiac pacemaker) 등 전자기 에너지를 이용하는 진단기기나 치료기기의 최적화가 가능해진다.

:100> 이상 설명한 내용을 통해 당업자라면 본 발명의 기술사상을 일탈하지 아니하는 범위에서 다양한 변경 및 수정이 가능함을 알 수 있을 것이다. 따라서, 본 발명의 기술적 범위는 명세서의 상세한 설명에 기재된 내용으로 한정되는 것이 아니라 특허 청구의 범위에 의해 정하여져야만 할 것이다.

【특허청구범위】

【청구항 1】

측정대상에 적어도 두 방향으로 전류(g_1, g_2)를 각각 주입시키는 전류주입수단과;

상기 주입된 서로 다른 방향의 전류에 따른 자속밀도의 한 방향 성분 값들(B_z^1, B_z^2)을 각각 측정하여 출력시키는 MRI 장치와;

상기 전류주입수단에 의해 주입된 적어도 두 방향 전류(g_1, g_2)와 상기 MRI 장치로부터 출력된 자속밀도 값들(B_z^1, B_z^2)로부터 상기 측정대상 내부의 도전율(σ) 및 전류밀도(J)를 영상으로 각각 표출시키는 영상화수단으로 구성되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 2】

제 1 항에 있어서, 상기 전류주입수단에,

적어도 두 방향으로 전류(g_1, g_2)를 각각 주입시키기 위한 적어도 두 개의 전극 쌍과, 각 전극까지 전류가 흘러가는 라인들이 구비되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 3】

제 2 항에 있어서, 상기 라인들이 상기 MRI 장치의 주자장(main magnetic field)과 동일한 방향으로 설치되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 4】

제 2 항에 있어서, 상기 각 전극이 절연용기의 일측면에 부착되고, 상기 전극으로부터 거의 균일한 전류가 상기 절연용기 내에 흐르도록 상기 절연용기의 내부측에 전해질이 삽입되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 5】

제 1 항에 있어서, 상기 영상화수단은

$$g \text{ 가 주입 전류, } B_z \text{가 자속밀도의 } z\text{-성분, } u \text{가 전압, } \sigma \text{가 도전율을 각각 나타내고,}$$

$$F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2](x, y, z) = \int_{x_0}^x \left(\frac{\frac{\partial u^2}{\partial x} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial x} \nabla^2 B_z^2}{\mu_0 \left(\frac{\partial u^1}{\partial y} \frac{\partial u^2}{\partial x} - \frac{\partial u^1}{\partial x} \frac{\partial u^2}{\partial y} \right)} \right) (t, y_0, z) dt$$

$$+ \int_{y_0}^y \left(\frac{\frac{\partial u^2}{\partial y} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial y} \nabla^2 B_z^2}{\mu_0 \left(\frac{\partial u^1}{\partial y} \frac{\partial u^2}{\partial x} - \frac{\partial u^1}{\partial x} \frac{\partial u^2}{\partial y} \right)} \right) (x, t, z) dt. \quad \text{일 때,}$$

$$\begin{aligned} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^1) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^2) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -g_1 \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -g_2 \\ \int_{\partial\Omega} u^1 &= 0 \quad \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{aligned}$$

인 수학적 모델을

사용하는 영상화 알고리즘 블록을 구비하는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 6】

제 5 항에 있어서, 상기 영상화 알고리즘 블록은,

임의의 초기 도전율 σ_0 이 설정된 후에 상기 전류주입수단에 의해 주입된 서로 다른 방향의 전류들(g_1, g_2)에 의해 각각 유기되는 전압들(u_m^1, u_m^2)을 편미분 방정식의 수치해법이 사용된

$$\left\{ \begin{array}{l} \nabla \cdot (\sigma^0(x, y, z) \nabla u_m^1) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma_0(x, y, z) \nabla u_m^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u_m^1 = 0 \end{array} \right\} \text{과}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \nabla \cdot (\sigma^0(x, y, z) \nabla u_m^2) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma_0(x, y, z) \nabla u_m^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u_m^2 = 0 \end{array} \right\}$$

를 통해 계산하는 것을 특징으로

하는 도전을 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 7】

제 6 항에 있어서, 상기 영상화 알고리즘 블록은,

상기 계산된 전압들(u_m^1, u_m^2)을 상기 수학적 모델에 적용시켜, 그 수학적 모델을 만족시키는 또다른 전압들(u_{m+1}^1, u_{m+1}^2)을 계산하는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 8】

제 7 항에 있어서, 상기 영상화 알고리즘 블록은,

$[u_m^1, u_m^2] \simeq [u_{m+1}^1, u_{m+1}^2]$ 을 만족할 때, 상기 계산된 전압들(u_m^1, u_m^2)을 상기 MRI 장치에서 측정된 자속밀도 값들(B_z^1, B_z^2)과 함께 수학적

$$\sigma = \lim_{m \rightarrow \infty} \sigma^m = \lim_{m \rightarrow \infty} (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_z^1, B_z^2])$$

에 적용시켜 상기 측정대상 내부의 도전율을 계산하는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 9】

제 8 항에 있어서, 상기 영상화 알고리즘 블록에서 계산된 도전율을 영상으로 표출시키기 위한 디스플레이수단이 상기 영상화수단에 더 구비되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 10】

제 8 항에 있어서, 상기 영상화 알고리즘 블록은,
상기 계산된 도전율에 대응되는 전압을

$$\left\{ \begin{array}{l} \nabla \cdot \sigma(\nabla u^1) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma \nabla u^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^1 = 0 \end{array} \right\} \text{과}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \nabla \cdot \sigma(\nabla u^2) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma \nabla u^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{array} \right\}$$

를 통해 계산하고, 그 계산된 각 전압들을

$f^1 \leftarrow -\sigma \nabla u^1$ 과 $f^2 \leftarrow -\sigma \nabla u^2$ 에 적용시켜 그에 따른 각 전류밀도를 계산하는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 11】

제 10 항에 있어서, 상기 영상화 알고리즘 블록에서 계산된 전류밀도들을 영상으로 표출시키기 위한 디스플레이수단이 상기 영상화수단에 더 구비되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 시스템.

【청구항 12】

측정대상에 대한 임의의 초기 도전율(σ_0)을 설정한 후에 적어도 두 방향의 전류(g_1, g_2)를 상기 측정대상으로 주입시키는 제1단계와;

상기 주입된 두 방향의 전류(g_1, g_2)에 대한 각 자속밀도의 한 방향 성분 값들(B_z^1, B_z^2)을 각각 측정하는 제2단계와;

상기 측정된 각 자속밀도의 한 방향 성분 값들(B_z^1, B_z^2)로부터 도전율 및 전류밀도를 각각 계산하는 제3단계와;

상기 계산된 도전율에 따른 영상 및 상기 계산된 전류밀도에 따른 영상을 각각 표출시키는 제4단계로 이루어지는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법.

【청구항 13】

제 12 항에 있어서, 상기 제3단계는,

$$F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2](x, y, z) = \int_{x_0}^x \left(\frac{\partial u^2}{\partial x} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial x} \nabla^2 B_z^2 \right) (t, y_0, z) dt \\ + \int_{y_0}^y \left(\frac{\partial u^2}{\partial y} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial y} \nabla^2 B_z^2 \right) (x, t, z) dt. \quad \text{일 때,}$$

$$\begin{aligned} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^1) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^2) &= 0 \quad ; \text{측정대상의 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -g_1 \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} &= -g_2 \\ \int_{\partial\Omega} u^1 &= 0 \quad \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{aligned}$$

인 수학적 모델을 사용하여 상기 도전율을 계산하는 (a)단계와,

상기 계산된 도전율에 대응되는 전압(u^1, u^2)을 계산하는 (b)단계와,

상기 (b)단계에서 계산된 전압을 $J^1 \leftarrow -\sigma \nabla u^1$ 과 $J^2 \leftarrow -\sigma \nabla u^2$ 에 적용시켜 그에 따른 각 전류밀도(J^1, J^2)를 계산하는 (c)단계로 이루어지는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법.

【청구항 14】

제 13 항에 있어서, 상기 (a)단계는,

상기 주입된 서로 다른 방향의 전류들(g_1, g_2)에 의해 각각 유기되는 전압들(u_m^1, u_m^2)을 편미분 방정식의 수치해법이 사용된

$$\left(\begin{array}{l} \nabla \cdot (\sigma^0(x, y, z) \nabla u_m^1) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma_0(x, y, z) \nabla u_m^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u_m^1 = 0 \end{array} \right) \text{과}$$

$$\left(\begin{array}{l} \nabla \cdot (\sigma^0(x, y, z) \nabla u_m^2) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma_0(x, y, z) \nabla u_m^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u_m^2 = 0 \end{array} \right)$$

를 통해 계산하는 단계가 포함되는

것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법.

【청구항 15】

제 14 항에 있어서, 상기 계산된 전압들(u_m^1, u_m^2)을 상기 도전율을 계산하기 위한 수학적 모델에 적용시켜 그 수학적 모델을 만족시키는 또다른 전압들(u_{m+1}^1, u_{m+1}^2)을 계산하는 단계가 더 포함되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법.

【청구항 16】

제 15 항에 있어서, 상기 계산된 전압들이 $[u_m^1, u_m^2] \simeq [u_{m+1}^1, u_{m+1}^2]$ 조건을 만족할 때, 상기 계산된 전압들(u_m^1, u_m^2)을 상기 측정된 자속밀도 한 방향 성분 값들(B_z^1, B_z^2)과 함께 수학식 $\sigma = \lim_{m \rightarrow \infty} \sigma^m = \lim_{m \rightarrow \infty} (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_z^1, B_z^2])$ 에 적용시켜 상기 측정대상 내부의 도전율을 계산하는 단계가 더 포함되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법.

【청구항 17】

제 13 항에 있어서, 상기 (b)단계는,

상기 (a)단계에서 계산된 도전율에 대응되는 전압을

$$\left(\begin{array}{l} \nabla \cdot \sigma(\nabla u^1) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma \nabla u^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^1 = 0 \end{array} \right) \text{과}$$

$$\left(\begin{array}{l} \nabla \cdot \sigma(\nabla u^2) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ \sigma \nabla u^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{array} \right)$$

를 통해 계산하는 단계인 것을 특징으로 하는

도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법.

【청구항 18】

서로 다른 방향의 각 주입 전류에 의해 유도된 자속밀도의 한 방향 성분 값들을 각각 측정하여 출력시키는 MRI 장치가 구비된 시스템을 사용하여 측정대상의 전기적 특성을 영상화하는 방법이,

(g_1, g_2) 가 상기 주입 전류, (B_z^1, B_z^2) 가 상기 자속밀도의 각 z -방향 성분 값,
 (u^1, u^2) 가 상기 주입 전류에 의해 유기되는 전압, σ 가 측정하고자하는 도전율을 나타낼 때,

$$F[u^1, u^2, B_z^1, B_z^2](x, y, z) = \int_{x_0}^x \left(\frac{\frac{\partial u^2}{\partial x} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial x} \nabla^2 B_z^2}{\mu_0 \left(\frac{\partial u^1}{\partial y} \frac{\partial u^2}{\partial x} - \frac{\partial u^1}{\partial x} \frac{\partial u^2}{\partial y} \right)} \right) (t, y_0, z) dt \\ + \int_{y_0}^y \left(\frac{\frac{\partial u^2}{\partial y} \nabla^2 B_z^1 - \frac{\partial u^1}{\partial y} \nabla^2 B_z^2}{\mu_0 \left(\frac{\partial u^1}{\partial y} \frac{\partial u^2}{\partial x} - \frac{\partial u^1}{\partial x} \frac{\partial u^2}{\partial y} \right)} \right) (x, t, z) dt. \quad \text{인 수학적 모델}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_{m+1}^1) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_{m+1}^1 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_1 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^1 = 0 \end{array} \right\} \quad \text{와}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \nabla \cdot ((\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_{m+1}^2) = 0 \quad \text{측정대상 내부 } \Omega \text{에서} \\ (\sigma(x_0, y_0, z) + F[u_m^1, u_m^2, B_z^1, B_z^2]) \nabla u_{m+1}^2 \cdot \nu|_{\partial\Omega} = -g_2 \quad \text{측정대상 표면 } \partial\Omega \text{에서} \\ \int_{\partial\Omega} u^2 = 0 \end{array} \right\} \quad \text{를 사용하여 상기}$$

측정대상 내부의 도전율을 측정하는 (A)단계와;

상기 측정된 도전율에 대응되는 3차원 영상을 포출시키는 (B)단계로 이루어지는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법.

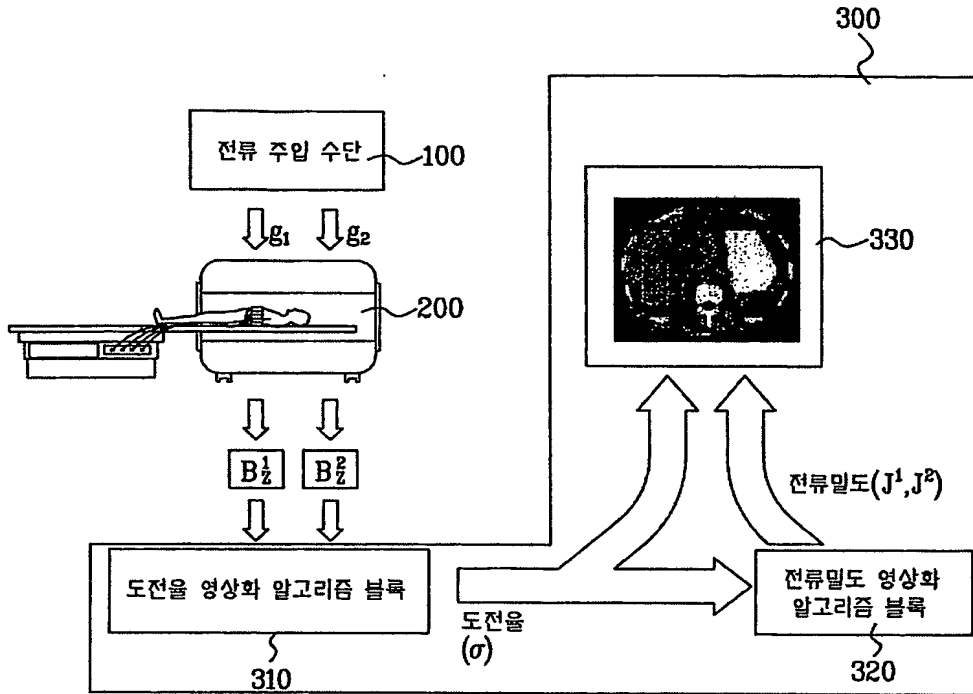
【청구항 19】

제 18 항에 있어서, 상기 (A)단계는,

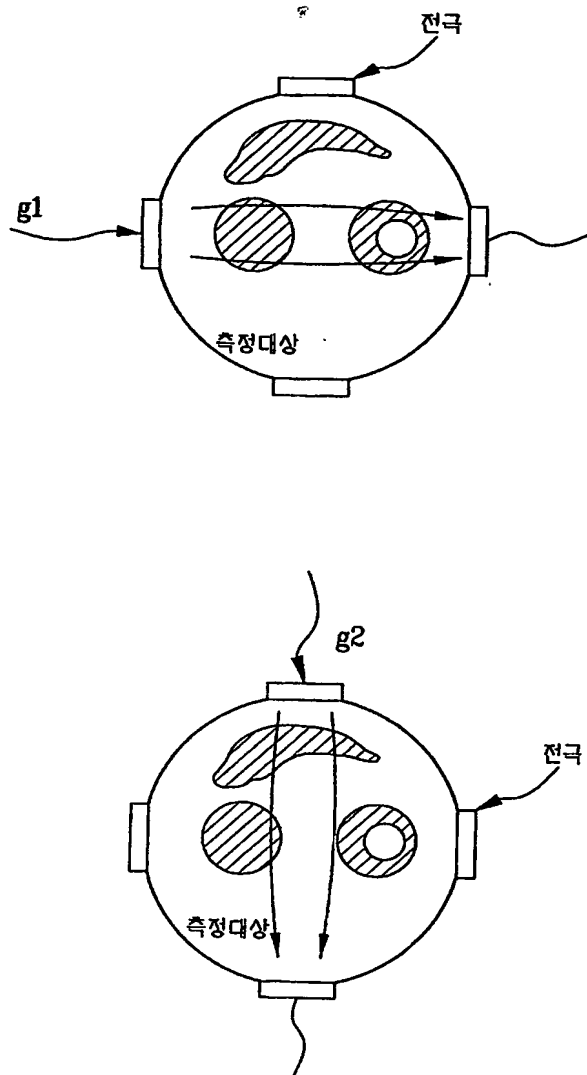
상기 수학적 모델에서 $[u_m^1, u_m^2] \simeq [u_{m+1}^1, u_{m+1}^2]$ 조건을 만족할 때의 도전율이 측정되는 것을 특징으로 하는 도전율 및 전류밀도의 3차원 영상화 방법.

【도면】

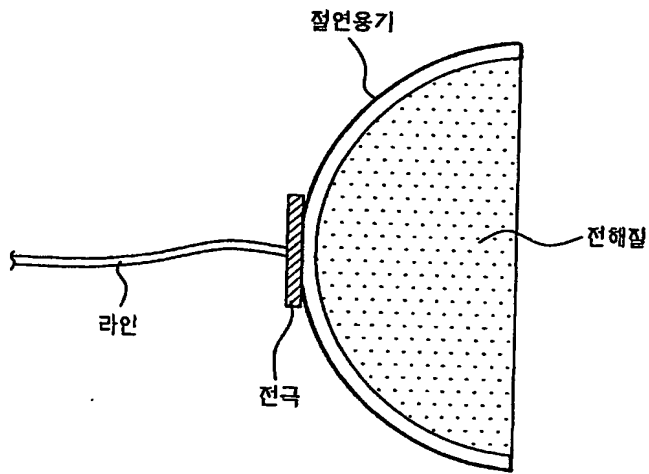
【도 1】



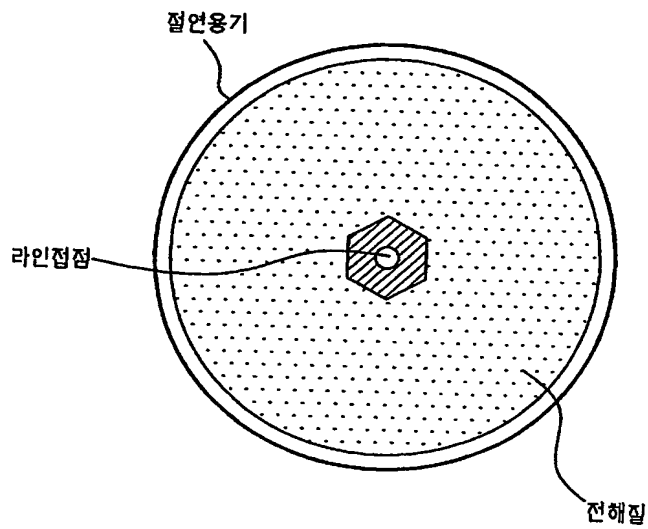
【도 2】



【도 3】



<측단면>



<정면 투시도>